

HENGITYSTAHDISTUS RINTASYÖVÄN SÄDEHOIDOSSA

Fantomin oletetun sydämen säteilyannos

Janne Hyttinen
Kimmo Koivusaari
Opinnäytetyö
Kevät 2011
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun seudun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Tekijät: Kimmo Koivusaari ja Janne Hyttinen

Opinnäytetyön nimi: Hengitystahdistus rintasyövän sädehoidossa – Fantomin oletetun sydämen säteilyannos

Työn ohjaajat: Aino-Liisa Jussila ja Anneli Holmström

Työnvalmistumislukukausi ja – vuosi: kevät / 2011

Sivumäärä: 39+2

Rintasyövän sädehoidossa yksi suurimmista esteistä tavoiteltavaan annokseen pääsemiseksi on hengityksestä johtuva liike ja vierekkäinen normaali kudus. Hengitystahdistetussa sädehoidossa potilaan rinnalle asetetaan merkkikappale, jota seurataan infrapunakameralla. Järjestelmä antaa hoitoa vain kasvaimen ollessa hoitokentässä. Hengitystahdistetun sädehoidon tarkoituksena on vähentää normaalin kudoksen saamaa säteilyannosta. Kiinnostuimme aiheesta, koska koimme sen tärkeäksi potilaan säteilysuojelun kannalta ja koska hengitystahdistettu sädehoito on menetelmänä uusi rintasyövän hoidossa. Tutkimuksemme toimeksiantajana oli Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoito-osasto.

Kokeellisen tutkimuksemme tarkoituksena oli kuvailla, minkä suuruinen on fantomin oletetun sydämen absorboitunut säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta. Fantomina käytimme muokattua elvytysnukkea, jonka avulla simuloimme erilaisia hengitystilanteita. Simuloimamme hengitystilanteet olivat syvä sisäänhengitys ja pinnallinen hengitys. Mittauksissa käytettiin radiofotoluminenssidosisimetrejä. Lisäksi tarkoituksena oli koota toteutusohje Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoito-osaston röntgenhoitajille.

Tutkimusaineisto kerättiin joulukuussa 2010. Teimme kaksi mittausta sekä syvälle sisäänhengitykselle että pinnalliselle hengitykselle. Jokaisella mittauksella annoimme neljä erilaista sädehoitoa. Saaduista mittaustuloksista tarkastelimme, minkä suuruinen säteilyannos osuu oletettuun sydämeen erilaisissa hengitystilanteissa. Lisäksi tarkastelimme, miten oletetun sydämen saama säteilyannos jakautui sydämen alueella.

Tulosten mukaan pienimmät absorboituneet annokset mitattiin sydämen mediaalireunalta. Keskiarvoltaan suurimmat absorboituneet annokset mitattiin annettaessa sädehoito uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen annossuunnitelmalla. Pienimmät absorboituneet annokset mitattiin annettaessa sädehoito sisäänhengitysvaiheen annossuunnitelmalla. Tulosten perusteella voidaan todeta, että hengitystahdistettu sädehoito säästää normaalia kudosta ja tahdistusjärjestelmä mukautuu erilaisiin hengitystilanteisiin. Lisäksi mittaustulokset vahvistivat, että kokoamamme toteutusohje hengitystahdistettuun sädehoitoon on toteutettavissa.

Asiasanat: Hengitystahdistettu sädehoito, rintasyövän sädehoito, fantom, sydämen säteilyannos, radiofotoluminenssidosisimetri

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences

Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy

Authors: Kimmo Koivusaari and Janne Hyttinen

Thesis title: Respiratory gating in radiotherapy – heart's radiation dose when using respiratory gating with fantom

Thesis supervisors: Aino-Liisa Jussila and Anneli Holmström

Term and year of thesis completion: spring / 2011 Number of pages: 39+2

Gating is a system that tracks a patient's normal respiratory cycle with an infrared camera and chest marker. The system is coordinated to only deliver radiation when the tumor is in the treatment field. Purpose of respiratory gated radiotherapy is to lessen the dose for normal tissue. This study was commissioned by the Department of Oncology and Radiotherapy, Oulu University Hospital.

The objective of our thesis was to describe the absorbed radiation dose of the fantom's assumed heart when using respiratory gated radiotherapy and produce knowledge when developing respiratory gated radiotherapy for patient use. As a fantom we used CPR Annie, which was modified to simulate different kind of breathings. We simulated deep inspiration and shallow breathing. For measurements we used radiophotoluminescent glass dosimeters. Additionally our goal was to design treatment instructions for radiotherapy departments radiographers.

The material of our study was gathered during December 2010. We performed two measurements for both deep inspiration and shallow breathing. During each measurements we gave four different kinds of radiation therapy. From the obtained measurement results we examined what was the size of the dose that reached the assumed heart in different kind of breathings. In addition we examined how did the dose spread around the heart.

According to the results the lowest absorbed doses were measured from the medial side of the heart. The mean values showed that the largest absorbed doses were measured when giving the treatment in expiration with the expiration planning. The lowest absorbed doses were measured when giving the treatment with the inspiration planning. As a result, we can conclude that respiratory gated radiotherapy lessens the dose for normal tissue and gating system can cope with different breathing. Additionally our study shows that the instructions we designed are feasible.

Keywords: Respiratory gated radiotherapy, radiotherapy for breast cancer, fantom, radiation dose of the heart, radiophotoluminescent glass dosimeter

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 JOHDANTO	5
2 HENGITYSTAHDISTUS RINTASYÖVÄN SÄDEHOIDOSSA.....	7
2.1 Säteihoidon toteutuksen periaatteet.....	7
2.2 Hengitystahdistimen tarkoitus ja periaate	9
2.3 Hengitystahdistuksen menetelmiä.....	11
2.4 Potilaiden valmennus hengitystahdistettuun sädehoitoon.....	13
2.5 Annossuunnittelun toteutuksen periaatteet	14
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	17
4 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN.....	18
4.1 Tutkimusmetodologia	18
4.2 Tutkimusaineiston keruu	19
4.3 Tutkimusaineiston analysointi	22
5 TUTKIMUSTULOKSET	24
5.1 Syvän sisäänhengityksen vaikutus oletetun sydämen annokseen tasaisella hengitysrytmillä.....	25
5.2 Pinnallisen hengityksen vaikutus oletetun sydämen annokseen tasaisella hengitysrytmillä.....	26
6 POHDINTA	29
6.1 Tutkimustulosten tarkastelu	29
6.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys	32
6.3 Omat oppimiskokemukset.....	34
6.4 Johtopäätökset.....	34
LÄHTEET	36
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Rintakehän alueen sädehoidossa yksi suurimmista esteistä tavoiteltavaan annokseen pääsemiseksi on ollut tuumorin hengityksestä johtuva liike ja vierekkäinen normaali kudokse (Hugo ym. 2006, 326). Hengitystahdistus (gating) on viimeisin kehitysaskel rintakehän alueen sädehoidoissa. Sen tarkoituksena on vähentää normaalin kudoksen saama säteilyannosta. Varsinaisen hoidon aikana sädetys kytkeytyy pois päältä ja takaisin päälle potilaan hengityskierron mukaan. Tämäkään tekniikka ei tosin ole täydellinen, koska tapa, jolla hengität tänään ja huomenna eivät välttämättä ole samoja. (Mayo Clinic Radiation Oncologists Use Respiratory..., 2004. Hakupäivä 10.3.2010; Respiratory Gating, 2010. Hakupäivä 10.3.2010.)

Yleensä on tarpeellista hoitaa myös pieniä määriä vieressä olevaa tervettä kudosta, jotta saataisiin mikroskooppiset syöpäsolut hoidettua ja jotta hengitysliike ei vaikuttaisi tuumorin hoitoon. Perinteistä sädehoitoa annettaessa saatettiin laittaa jopa kolmen sentin marginaali terveen kudoksen ympärille hengitysliikkeen takia, mutta tahdistuksen avulla marginaalia voidaan pienentää ja säätää potilaskohtaisesti. (Mayo Clinic Radiation Oncologists Use Respiratory..., 2004. Hakupäivä 10.3.2010.)

Oulun yliopistollisen sairaalan (OYS) sädehoito-osastolla on käytössä Varianin RPM Respiratory Gating System -hengitystahdistusjärjestelmä, jossa merkkikappale asetetaan potilaan rintakehän päälle ja katonrajassa oleva kamera seuraa merkkikappaleen avulla hengitysliikettä. Ennen varsinaista hoitoa kone seuraa hengitysliikettä ja simuloi hengitystaajuuden sekä tahdistuu hengitystaajuuteen. Suunnitteluvaiheen jälkeen annetaan itse hoito siinä hengityksenvaiheessa, jossa se on annossuunnittelussa määritelty.

Aikaisempien tutkimusten mukaan sydämen annosvähennyksiin päästään syvän sisäinhengityksen avulla. Uloshengityksessä kasvaimen sijainti on vakaampi ja jäljelle jäävä kasvaimen liike on pienempi. (Korreman ym. 2006, 1377; Saito ym. 2009, 430.) Opin näytetyömme tarkoituksena on kuvailla, minkä suuruinen on fantomin oletetun sydämen absorboitunut säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta. Fantomin oletetulla sydä-

mellä tässä tutkimuksessa tarkoitetaan fantomiin sydämen paikalle asetettuja säteilyä mittaavia dosimetrejä. Tutkimukssamme käytämme Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoito-osaston hengitystahdistimelle kehitettyä fantomia, jolla pystytään simuloimaan erilaisia hengityksiä. Otamme tutkimukseen kaksi erilaista hengitystä, joista tarkastelemme, minkä suuruinen säteilyannos osuu oletettuun sydämeen erilaisissa hengitystilanteissa. Hengitystilanteet ovat tasainen hengitysrytmi syvällä sisäänhengityksellä ja tasainen hengitysrytmi pinnallisella hengityksellä. Molemmissa hengitystapauksissa annamme neljä erilaista hoitoa.

Kokeellisen tutkimuksemme tarkoituksena on kuvailla, minkä suuruinen on fantomin oletetun sydämen säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta. Lisäksi tarkoituksena on koota toteutusohje hengitystahdistetusta sädehoidosta Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoito-osaston röntgenhoitajille. Tutkimuksen tavoitteena on kehittää hengitystahdistettuja sädehoitoja potilaskäyttöä varten sekä kehittää hengitystahdistettujen sädehoitojen annossuunnittelua.

Tulevaisuudessa hengitystahdistettujen sädehoitojen ennakoidaan yleistyvän, on oleellista kokeellisen tutkimuksemme avulla testata hengitystahdistetun sädehoidon soveltavuutta rintasyövän sädehoidossa. Aihe on tarpeellinen, koska hengitystahdistetun sädehoidon avulla voidaan ehkäistä sydämen myöhäisiä sivuvaikutuksia.

Tutkimuksen luvanantaja on Oulun yliopistollisen sairaalan Aistinelinten ja syöpäsairauksien tulosityksikön ylilääkäri ja tutkimus tehdään OYS:n sädehoito-osastolla. Aiheen saimme Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikön opinnäytetöiden ideapankista. Tutkimustuloksia voi hyödyntää sädehoito-osaston annossuunnittelu.

2 HENGITYSTAHDISTUS RINTASYÖVÄN SÄDEHOIDOSSA

2.1 Sädehoidon toteutuksen periaatteet

Sädehoito on vuosikymmeniä ollut syövän tärkeimpiä hoitomuotoja. Uudet sädehoitotekniikat mahdollistavat kasvaimen hoitamisen entistä suuremmin annoksin ja samalla vähentävät terveiden kudosten vaurioita. Röntgenlaitteiden integrointi sädehoitokiihdyttimeihin mahdollistaa päivittäisen hoidon asettelun varmistuksen ja sitä kautta parantaa hoidon tehoa ja vähentää haittavaikutuksia. Hoidonaikaisella kuvantamisella minimoidaan asettelu- ja liike-epätarkkuuden aiheuttamat paikannusvirheet. Hoitotilanteessa otetut kuvat fuusioidaan vastaaviin annossuunnittelukuviin kudosten tai kudokseen asetettujen merkkien avulla. Sädehoitokenttien isosentri (piste, jossa sädehoitolaitteen kanturin, keilanrajaimen ja potilaspöydän pyörähdysakselit leikkaavat) voidaan merkitä annossuunnittelujärjestelmässä TT-leikkeisiin heti kuvauksen jälkeen. (Kouri & Kangasmäki 2009, 947, 948.)

Kenttien optimaalinen lukumäärä riippuu kasvaimen koosta, muodosta ja sijainnista. Tyypillinen sädehoitojakso kestää kolmesta kahdeksaan viikkoa, jonka aikana kasvain voi pienentyä tai potilas laihtua. Siksi on erittäin tärkeää, että potilasta seurataan tiiviisti hoitojakson aikana ja annossuunnitelmaa korjataan tarvittaessa. Yleisesti sädehoidon teho on riippuvainen kasvaimen kohdistuneesta annoksesta ja haitat terveiden kudosten saamasta annoksesta. Paremmalla tekniikalla terveiden kudosten säteilyannosta voidaan vähentää ja kasvaimen annosta tarvittaessa suurentaa. (Kouri & Kangasmäki 2009, 950, 951, 953, 957.)

Sädehoidon fraktiointi tarkoittaa hoidon antamista useassa osassa pieninä säteilyannoksina kerrallaan yhden suuren säteilyannoksen sijaan. Tällä tavoin säästetään normaaleja kudoksia ensisijaisesti myöhäisiltä reaktioilta, mutta pystytään silti tuhoamaan syöpäkasvain. Hoidon pitkä kokonaiskesto puolestaan sallii varhaisesti säteilyyn reagoivien kudosten uudistumisen ja kasvaimen riittävän reoksigenaation. (Vanhanen 2008, 20.)

Rintasyöpä on tällä hetkellä naisten yleisin syöpämuoto, jota hoidetaan ulkoisella sädehoidolla. Kenttien muotoilu tapahtuu moniliuskarajoittimien ja tarvittaessa henkilökohtaisesti muotoiltujen suojien avulla. Radikaalissa sädehoidossa annoksena käytetään 50 Gy:tä 2 Gy:n kerta-annoksella viidesti viikossa. (Valve 2003, 67.) Sädehoidon kohdealueen tilavuudet rajataan annossuunnittelua varten. Kohdealueen eri tilavuuksia kuvataan termeillä GTV (gross tumour volume), CTV (clinical target volume), ITV (internal target volume) ja PTV (planning target volume). Termit määritellään seuraavasti:

- GTV kuvaa makroskooppisen kasvaimen aluetta, jossa on kuvausmenetelmien ja tunnustellen havaittavissa pahanlaatuista kasvainkudosta.
- CTV tarkoittaa kliinistä kohdealuetta, joka sisältää kaikki kudokset, jotka on tarkoitus tuhota. CTV:hen kuuluu makroskooppisen kasvaimen lisäksi mahdollisen mikroskooppisen leviämisen alue.
- ITV määrittelee sisäisen kohdealueen, joka sisältää kliinisen kohdealueen ja pyrkii ottamaan huomioon potilaan sisäisten elinten ja kudosten liikkeen sekä niiden koon ja muodon muutokset. Elinten ja kudosten liike otetaan huomioon lisäämällä CTV:n ympärille sopiva marginaali.
- PTV, eli suunnittelualue, määritellään geometrisesti. Sen määrittelyssä otetaan huomioon kaikki mahdolliset geometriset epätarkkuudet ja muutokset, jotka voivat tapahtua säteilykenttien ja kliinisen kohdealueen välillä. PTV:n tarkoitus on varmistaa, että kliininen kohdealue saa sille määrätyn annoksen.
- BTV (biological target volume) kuvaa kasvainkudoksen aineenvaihduntaa, fysiologiaa ja molekyylibiologiaa. (Vanhanen 2008, 36-37.)

Rinnan sädehoitoa käytetään liitännäishoitona rintaa säästävän leikkauksen yhteydessä. Sädehoidon haittapuolena on keuhkojen ja sydämen saama säteilytys, mikä lisää myöhäisen vaurion riskiä. Ero säteilyvasteissa myöhäisten ja varhaisten reaktioiden välillä ilmenee kudostyyppien kyvyssä korjata vauriot. Nopeasti uudistuvissa kudoksissa korjausprosessit ovat nopeita ja vauriot voivat korjaantua täysin, kun taas myöhään reagoivat kudokset korjautuvat hitaasti, eivätkä toisaalta koskaan korjaudu kokonaan. Keuhkot ovat herkkiä säteilylle stokastisesti ja deterministisesti. Ionisoivan säteilyn stokastinen haitta on myöhäisvaikutuksena ilmenevä syöpä tai sukusolulinjan soluvauriosta aiheu-

tuva perinnöllinen haitta, kun taas ionisoivan säteilyn haitat ovat deterministisiä, kun altistus on äkillinen ja suuri, seurauksena esimerkiksi säteilyvamma. Keuhkot ovat lisäksi herkempiä pienemmille annoksille kuin muut rintakehän rakenteet, kuten esimerkiksi ruokatorvi, sydän ja selkäydin. Sädepneumonian riski, joka voi kehittyä sädehoidon jälkeen, riippuu muun muassa sädetetystä keuhkojen alueesta ja annoksesta, jonka keuhkot saavat. Säteilyn vaikutus mahdollisiin sydänsairauksiin liittyen korostuu kemoterapialääkkeiden vaikutuksesta, jotka jo itsessään liitetään sydäntoksisuuteen. Sydämen ja keuhkojen jälkivaikutuksia voidaan vähentää käyttämällä hengitystahdistusta rintaa säästävän leikkauksen jälkeisessä sädehoidossa. (Korreman ym. 2006, 1375, 1380; Vanhanen 2008, 20; Schallenkamp 2007, 410; Sanasto (A-E), 2004. Hakupäivä 27.12.2010; Sanasto (P-S), 2005. Hakupäivä 27.12.2010; Sixel, Aznar & Ung 2001, 199-200.)

2.2 Hengitystahdistimen tarkoitus ja periaate

Hengitystahdistusta käytetään hallitsemaan fraktionsisäistä hengitysliikettä sädehoidon aikana. Hengitystahdistetun sädehoidon avulla terveen kudoksen saamaa säteilyannosta voidaan vähentää. (Saito, Sakamoto & Oya 2009, 430.) Keuhko, haima, maksa ja muut rintakehän ja vatsan alueen kasvaimet voivat liikkua jopa 35 millimetriä hengityksestä johtuen. Jos liikettä ei ole kontrolloitu tai kompensoitu ulkoisen sädehoidon aikana, huomattava määrä tervettä kudosta säteilytetään tarpeettomasti. Sen sijaan, että säädelään potilaan hengitystä, voidaan ulkoinen säde synkronoida hengityskierron osaan, jossa kasvaimen liike on pienimmillään. Tämäkään ei ole optimaalisen tehokasta ja mahdollistaa edelleen kasvaimen paikaltaan siirtymisen. Luultavasti tehokkaampi, mutta vaikeampi lähestymistapa on antaa potilaan hengittää vapaasti samalla, kun seuranta- ja kontrollijärjestelmä seuraavat kasvaimen paikkaa ja mukauttavat sädekeilan kohdistusta jatkuvasti kasvaimen liikkeen mukana. Kummatkin, hengitystahdistus ja reaaliaikainen seuranta, vaativat jonkin tavan tarkkailla ja päätellä kasvaimen sijaintia jatkuvasti hoidon aikana. (Ozhasoglu & Murphy 2002, 1389.)

Kasvaimen sijainti on vakaampi ja jäljelle jäävä kasvaimen liike on pienempi uloshengityksen lopussa kuin sisäänhengityksen lopussa. Jos tahdistutaan loppuuloshengitykseen, voidaan käyttää pienempää säteilyvolyymia, mikä taas helpottaa

keuhkoihin kohdistuvaa kokonaissädevolyymien vähentämistä. Keuhkot ovat tiheimmilleen uloshengityksessä. Sisäänhengityksessä keuhkot laajenevat ja terveen kudoksen tiheys vähenee. Potilaat, joilla on heikentynyt hengitysfunktio, eivät välttämättä pysty pidentämään hengitystä. (Saito ym. 2009, 430.)

Toisinaan hoitokenttien rajaaminen ei ole helppoa, koska hengityksen aiheuttama tuumorin liike vaihtelee potilaskohtaisesti. Kehittyneistä menetelmistä huolimatta korkeiden säteilyannosten keskittäminen tuumoriin on joskus hankalaa. Täten sopivien hoitokenttien rajaamiseksi on tärkeää tietää hengityksen vaihtelut. (Nishioka ym. 2008, 69-70.)

Keuhkotilavuuteen ja sydämen suhteelliseen sijaintiin keuhkoon nähden vaikuttaa merkittävästi hengityksenpidätys. Keuhkojen laajeneminen työntää palleaa ja sydäntä alemmas ja laajentaa rintakehänseinämä lateraalisesti. (Sixel ym. 2001, 200-201.)

Hengitystahdistus on etenkin nuorilla rintasyöpäpotilailla hyvä keino vähentää sydänkomplikaatioiden riskiä, joiden ilmeneminen voi kestää jopa 10-15 vuotta. Kaikki keinot on käytettävä, jotta tarjottaisiin uusia keinoja näiden komplikaatioiden vähentämiseksi. Yksi keinoista on syvän sisäänhengityspidätystekniikan (Deep Inspiration Breath Hold, DIBH) käyttö sädehoidon aikana. DIBH-hengitystekniikka maksimoi rintakehän seinämän ja sydämen välistä matkaa, mahdollistaen riittävän rinnan hoidon samalla kun minimoidaan sydämen säteilyvolyymi. (Sixel ym. 2001, 200.)

Keuhkon volyymi kasvaa DIBH-hengitystekniikan vuoksi, joten keuhkojen tiiviyn väheneminen johtaa pienemmän keuhkomassan sädetykseen. Tosin pinnallisen hengityksen vuoksi sydämen volyymi voi nousta. Potilaasta johtuvien tekijöiden vaikutuksia hengityksenmukauttamisen käytön onnistumiselle ovat keuhkokapasiteetti ja potilaan anatomia. Potilaat, joilla on hyvä hengitysfunktio, DIBH-hengitystekniikan käyttö on helpompaa. (Sixel ym. 2001, 202.)

Potilaan yhteistyökyky riippuu myös hengityksenpidätyksen määrästä. Perinteistä sädehoitoa annettaessa käytetään kiiloja, jotta optimoidaan annoksen jakautuminen. Riippuen kiilan tiheydestä ja materiaalista, hoitoajat voiva nousta merkittävästi, vaatien lisähengityksenpidätyksiä. (Sixel ym. 2001, 203.)

Hengitystahdistusta käytettäessä tulee huomioida se, että hoitoaika pitenee, koska säteilytys tapahtuu vain hengityssyklin valitussa osassa. Hoitoajan piteneminen voi kuormittaa potilasta ja saattaa johtaa asetteluvirheisiin johtuen potilaan liikkumisesta. (Saito ym. 2009, 430.)

Tahdistusmenetelmissä, joissa käytetään ulkoista markkeria, huolenaiheita on ilmaistu hengitystahdistetun sädehoidon geometrisestä tarkkuudesta, koska ulkoisen liikesignaalin ja sisäisen tuumorin liikkeen vastaavuussuhteeseen voi vaikuttaa potilaskohtainen sekä päiväkohtainen vaihtelevuus hengityksessä hoitojakson aikana. Tuumoriliikkeen uusittavuuden varmentamiseen hengitystahdistetussa sädehoidossa rintakehän tuumoreille pitäisi käyttää tekniikoita, jotka mahdollistavat 3D-näkyvyyden tuumorin sijainnista. Hengityksestä ja sydäntoiminnasta johtuvan liikkeen suuruutta voidaan tutkia seuraamalla vertailumarkkereita, jotka on istutettu tuumoreiden läheisyyteen, mikä on kaikkein tarkin tapa hengitystahdistetussa sädehoidossa. Sen lisäksi, että tällainen järjestelmä on kallis, siihen sisältyy myös invasiivinen toimenpide, jota ei välttämättä voi toteuttaa kaikissa sairaaloissa. (Spoelstra ym. 2008, 59; Tsunashima ym. 2004, 951.)

Vertailumarkkereiden korvaaminen voi olla ongelmallista ja vertailumarkkereiden asentamisesta aiheutuvat komplikaatiot voivat olla merkittävät. Hengitystahdistetun sädehoidon aikana tuumorin liikettä voi seurata ottamalla reaaliaikaisia tarkistuskuvia (time-integrated electronic portal images, TI-EPIs), joita voidaan ottaa koko ajan hoidon aikana. (Spoelstra ym. 2008, 60.)

2.3 Hengitystahdistuksen menetelmiä

RPM-tahdistusjärjestelmässä (Real-Time Position Monitor) pieni muovinen kappale, jossa on kaksi infrapunaheijastavaa markkeria, asetetaan potilaan vatsan päälle. Markkerit valaistaan infrapunälähteellä ja sen seurauksena saadut kuvat kaapataan CCD-kameralla, joka on liitetty tietokoneeseen. Järjestelmä tarjoaa kaksi tahdistustapaa: toinen perustuu hengityssykliin ja toinen amplitudiin. Amplitudipohjaisessa tahdistuksessa käyttäjä määrittää hengitystahdistusikkunan minimi- ja maksimirajat, esimerkiksi uloshengityksen maksimirajat. Hengityssykliin perustuvassa tahdistuksessa järjestelmä

laskee hengityskierron arvion ja käyttäjä määrittää jakson hengityskierron aikana, milloin tietokonetomografia-sarja kuvataan tai milloin annetaan sädehoitoa. Molemmat menetelmät ovat kompromisseja monen tekijän väliltä, joita ovat residuaalinen elimen liike, toimintatehokkuus, keuhkokudoksen laajeneminen ja potilaan hengityksen vakaus. Tutkijoiden mielestä amplitudipohjainen tahdistus on vakaampi. Järjestelmässä on myös algoritmi, joka määrittää, onko hengitys säännöllistä. Jos käyttäjä mahdollistaa tämän ennakoivan hengityssuodattimen, järjestelmä ei anna signaalia epäsäännöllisen hengityksen aikana. Epäsäännöllinen hengitys voi johtaa ylimääraisiin anatomisiin vaihteluihin ja se voi aiheutua esimerkiksi yskimisestä. Simulaation, TT-suunnittelun ja hoidon aikana potilaille on mahdollista antaa äänitettyjä ohjeita, jotta he pystyisivät paremmin säännöstelemään hengityksensä ja vähentämään epäsäännöllisen hengityksen mukana tuomia ongelmia. (Giraud ym. 2006, 42-44.) RPM-järjestelmän etuna on yksinkertaisuus sekä teknisesti että potilaan yhteistyön kannalta (Pedersen, Korreman, Nyström & Specht 2004, 59).

DIBH-hengitystekniikka voidaan myös saavuttaa käyttämällä aktiivista hengityksenkontrollointilaitetta (active breathing control device, ABC), joka sallii väliaikaisen ja toistettavan sisäisten rintakehän rakenteiden immobilisaation tarkkailemalla potilaan hengityssykliä ja hengityksenpidätys toteutetaan ennaltamäärätyn keuhkovolyymien tason aikana. Laite koostuu suuosasta, joka yhdistetään mittariin, jossa on kaksisuuntainen läppä ja letkusto. Ilmavirta virtaa mittarin läpi, integroituu ja näyttäytyy tietokoneen näytöllä. Kone kontrolloi läppää ja ohjelman avulla voidaan rajoittaa järjestelmän läpi virtaavaa ilmaa, mikä mahdollistaa hengityksenpidätysvaiheen. Suukappale ja ilmasuodatin ovat potilaskohtaisia, kuten myös nenäklipsi, jota käytetään, jotta varmistetaan, että potilas hengittää laitteen kautta. (Sixel ym. 2001, 200.)

Eräs tapa seurata potilaan hengitystä ulkoisesti on käyttää lasersensoria (laser displacement sensor, LDS), joka mittaa detektorin ja kohteen välistä matkaa. Tätä tekniikkaa käytettäessä ei saada 3D-informaatiota kohteesta. Laite ei tarvitse ulkoista markkeria, kuten valoa lähettävää diodia. LDS tähdätään potilaan navan kohdalle. Kun välimatka sensorista potilaan ihon pinnalle vaihtelee, järjestelmä havainnoi kyseisen siirtymän hengitysinformaationa. Tämä informaatio muutetaan digitaalseksi dataksi ja sen jälkeen data muutetaan aaltomuotoon, joka näyttää hengityssyklin. Tämän jälkeen annetaan signaali ja sädetys tapahtuu, kun hengitysaalto menee tietyn kynnyksarvon alapuolelle.

Kynnysarvoa voidaan vaihdella. Maksassa ja ruokatorvessa tuumorin liike voidaan havainnoida epäsuorasti analysoimalla tuumorin läheisyyteen tai tuumoriin sijoitettua markkeria. Kolmiulotteinen tuumoriliike ja hengitysaaltodata on mahdollista saada potilailta, joilla ei ole oleellista vammaa hengityselinten toiminnoissa, koska säännöllinen ja vakaa hengitys on oleellista potilaan hengitysdatan hankkimiseen. (Tsunashima ym. 2004, 952, 953.)

RTRT-järjestelmä (real-time tumor-tracking) käyttää yhdestä neljään 1,5 mm läpimitaltaan olevia kultamarkkereita, jotka laitetaan lähelle tuumoria. Markkereita seurataan reaaliaikaisesti digitaalisella läpivalaisulla. Sädehoito kytkeytyy päälle, kun markkerit ovat ennalta-asetetussa tasossa. RTRT-laitteeseen on myös kytketty ulkoinen hengitystahdistusjärjestelmä, joka seuraa lasersäteen avulla potilaan vatsanseinämän liikkeitä. Potilas asetellaan joka hoitokerran alussa ihotatuointien ja lasersäteiden avulla, jonka jälkeen tarkastetaan lyhyellä läpivalaisulla markkereiden sijainti uloshengityksen lopussa. 3D-sijainteja verrataan TT-simulaattorissa suunniteltuihin sijanteihin. Jos niissä on eroavaisuuksia, RTRT-järjestelmä laskee automaattisesti poikkeaman, jonka avulla röntgenhoitaja voi siirtää hoitopöydän oikeaan paikkaan. Lopuksi fyysikko varmistaa, että markkereita seurataan oikealla tavalla ja että ne ovat ennaltamäärätyssä tasossa uloshengityksessä. (Nishioka ym. 2008, 70.)

Uloshengityksen heilahtelut eivät ole harvinaisia. Hoitokentät, joihin liittyy hengitysliikkeitä, olisi syytä yksilöidä. Tärkein asia on tiedostaa, että tuumorin sijainti ei ole vakaa sädehoitojakson aikana. (Nishioka ym. 2008, 75-76.)

2.4 Potilaiden valmennus hengitystahdistettuun sädehoitoon

Samanlaisen hengityssyklin toistettavuutta ja tätä kautta hengitystahdistuksen tehokkuutta voidaan parantaa äänivalmennuksella. Lisäksi, että se vähentää hengityssyklin päiväkohtaista vaihtelevuutta, äänivalmennuksen avulla voidaan lisätä totaalista keuhkotilavuutta. Hengityksenpidätystekniikat vaativat potilaiden osalta harjoitusta ja valmennusta. Hengitystahdistuksen käyttö sädehoidon aikana lisää hoitoajan pituutta, koska säteilyä voidaan antaa vain tiettyinä hetkenä. Valmennuksen avulla saavutettu keuhkotilavuus sisäänhengityksen loppupuolella voi olla 17,5% suurempi kuin keuhkotila-

vuus, jossa apuna ei ole käytetty valmennusta. (Spoelstra ym. 2008, 59; Korreman ym. 2005, 317)

Äänivalmennuksen avulla voidaan nostaa potilaiden sisäänhengityksen astetta. Valmennus on myös yksilöity potilaskohtaisesti harjoitustilaisuudessa ennen suunnittelu-TT:tä. Valmennuksen käytöllä voidaan minimoida hoitojen välistä vaihtelevuutta, mikä voi edesauttaa hoidon osuvuutta itse kohteeseen säästäten paremmin tervettä kudosta. Harjoittelusessioilla arvioidaan keuhkojen kapasiteettia, hengityspidätyksen pituutta, optimaalista hengityksenpidätyksen tasoa sekä potilaan yhteistyökykyä. (Korreman ym. 2006, 258; Pedersen ym. 2004, 58; Sixel ym. 2001, 200).

2.5 Annossuunnittelun toteutuksen periaatteet

Sädehoidon toteuttaminen vaatii tarkan simuloinnin ennen varsinaisen sädehoidon aloittamista (Valve 2003, 2). Hengityksestä ja sydämen sykkeestä aiheutuva liike vaikuttaa kuvanlaatuun ja täsmälliseen kohdevolyymien määrittämiseen. Sydäimestä aiheutuva liike vaikuttaa sydämeen itseensä sekä lähellä oleviin alueisiin ja hengitysliike vaikuttaa rintakehän ja vatsan alueiden elimiin kuten sydämeen, keuhkoihin, maksaan, palleaan ja munuaisiin. Normaalista hengityksestä aiheutuvaa liikettä voi esiintyä joka suuntaan. TT-kuvantamisessa elinten liike voi aiheuttaa sen, että saadaan epätarkkaa tietoa tutkimuksen kohteena olleen alueen koosta, muodosta ja volyymista. (Bettinardi ym. 2010, 311.)

Hengitystahdistuksen käyttö parantaa kuvanlaatua ja sitä voidaan käyttää, jotta saataisiin neliulotteisia datapaketteja (Bartling, Kuntz & Semmler 2010, 42). 4D-TT tekniikassa data saadaan valitun hengitysvaiheen aikana, joka määritellään ennakkoonvahvistetulla kynnyksarvolla: TT-skannauksessa jokaisen hengityssyklin aikana datahankinta alkaa ja loppuu, kun hengitys sijoittuu vahvistetulle kynnyksarvon alueelle. Yleisimmät hengitysvaiheet 4D-TT:lle ovat uloshengityksen loppuvaihe sekä sisäänhengityksen loppuvaihe. Uloshengityksen loppuvaiheessa elimet ovat vakaimmassa tilassa. (Bettinardi ym. 2010, 312.)

4D-TT:ssä potilaat kuvataan siten, että he makaavat selällään kädet nostettuna pään yläpuolelle. Kuvaamisen aikana potilaan hengityssykliä tarkkaillaan hengitystahdistusjärjestelmää käyttämällä. Samaa järjestelmää käytetään hoitokoneella, jotta varmistutaan potilaan hengityssyklin toistettavuudesta ja voidaan käynnistää sädetys, kun vakaa hengityssykli on havaittu ja valittu hengityksen tahdistusalue on skaalalla. RPM-järjestelmä käyttää markkerina muovista kappaletta, jossa on kaksi infrapunavaloa heijastavaa markkeria. Kappale asetetaan navan ja miekkalisäkkeen väliin ja sen paikallaan pysyminen varmistetaan teipin avulla. Heijastavat markkerit valaistaan infrapunavaloa lähettävillä diodeilla, jotka ovat CCD-kameran ympärillä kuvauspöydän jalkapäässä. Näiden markkereiden aiheuttama vertikaalinen liike havaitaan kameralla ja RPM-ohjelma laskee hengitysvaiheen saadun signaalin perusteella. RPM-ohjelmalla luotu hengityssignaali sekä TT-kuvat lähetetään AW-asemalle (Advantage Workstation), jossa Advantage 4DCT –ohjelma määrittää tietyn hengitysvaiheen joka kuvalle. Hengitysvaihe ilmaistaan prosenttilukuna ja 0% määrittää tavallisesti sisäänhengityksen loppuvaihetta ja äärimmäinen uloshengityksen loppuvaihe on yleensä joko 50% tai 60% vaiheessa. Ohjelma määrittää maksimaalisen tuumoriliikkeen. (Spoelstra ym. 2008, 60.)

Tietokonetomografiakuviin perustuva annossuunnittelu on mahdollistanut pienempien hoitomarginaalien käyttämisen sädehoidossa, minkä vuoksi tarkkuusvaatimukset ovat kasvaneet. Tarkkuus sinänsä ei välttämättä paranna potilaiden ennustettavissa olevaa elinaikaa, mutta vähentää haitallisten sivuvaikutusten esiintymistä. (Valve 2003, 2.) Tietokonetomografiakuvatusta alueesta voidaan rekonstruoida eli uudelleenkoota digitaalisesti kuvaleikkeet halutussa tasossa ja potilaan elimistöä voidaan tarkastella ohut leikekuva kerrallaan. Transversaalileikkeisiin piirretään hoitoalueen ja kriittisten elinten ääriiviivat. Ääriviivojen piirtäminen mahdollistaa eri elimien ja hoitoalueen annosjakautuksen tarkastelun annostilavuushistogrammien avulla. (Vanhanen 2008, 36.)

Kun piirretyt leikkeet kootaan, voidaan tarkastella kolmiulotteista rekonstruktiokuva, josta erottuvat mielenkiinnon kohteena olevat alueet. Transversaalileikkeitä tarkastellaan hoitoalueelta ja potilaan anatomian sekä hoitokohteen perusteella määrätään sädehoitokenttien määrä, sijainti ja suunta, käytettävän säteilyn laatu ja energia ja mahdollisten säteilyannosta tasaavien kiilojen tarve. Kenttien asettelussa pyritään välttämään kriittisten elinten tai alueiden joutumista sädehoitokenttään. Kohdealueen lisäksi annossuunnittelua varten potilaasta otettuihin TT-leikkeisiin rajataan riskielimet (organs at

risk, OAR). Riskielimet ovat kohdealueen välittömässä läheisyydessä olevia anatomisia rakenteita, joilla on tärkeitä toiminnallisia ominaisuuksia. Ne tulee ottaa huomioon annosuunnittelussa säteilyn niille aiheuttaman komplikaatioriskin vuoksi. (Vanhanen 2008, 36, 37.)

Kun kentät ja mahdolliset suojat on aseteltu leikekuviin, syötetään ohjelmistolle tieto käytettävästä säteilyannoksesta sekä fraktioinnista ja annetaan koneen laskea suunnitelman perusteella hoitoalueelle syntyvä annosjakauma. Ohjelmistot käyttävät laskennassa erilaisia algoritmeja, jotka mallintavat säteilyn väliaineessa synnyttämiä fysikaalisia vaikutuksia. Väliaineen elektronitiheydestä tarvittava tieto saadaan tietokonetomografian perusteella. Annosjakauma visualisoidaan kuvaleikkeisiin värien avulla ja sitä voidaan tarkastella leike kerrallaan. Leikkeisiin voidaan määritellä eri annostasoja kuvaavia isodoosikäyriä, joiden perusteella voidaan tarkastella annosjakauman tasaisuutta hoitoalueella ja kriittisten elimien alueella. (Vanhanen 2008, 36.)

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena on kuvailla, minkä suuruinen on fantomin oletetun sydämen absorboitunut säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta. Lisäksi tutkimuksen tarkoituksena on koota toteutusohje hengitystahdistetusta sädehoidosta hoitokoneen hoitajille. Tutkimuksen tavoitteena on kehittää hengitystahdistettuja sädehoitoja potilaskäyttöä varten.

Tutkimusongelmat:

1. Miten tasainen hengitysrytmi syvällä sisäänhengityksellä vaikuttaa oletetun sydämen säteilyannokseen?
 - 1.1 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito sisäänhengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 1.2 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 1.3 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 1.4 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito ei-tahdistettuna?
2. Miten tasainen pinnallinen hengitysrytmi vaikuttaa oletetun sydämen säteilyannokseen?
 - 2.1 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito sisäänhengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 2.2 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 2.3 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen suunnitelmalla?
 - 2.4 Mikä on sydämen säteilyannos annettaessa hoito ei-tahdistettuna?

4 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

4.1 Tutkimusmetodologia

Kvantitatiivista eli määrällistä tutkimusta käytetään melko paljon sosiaali-, terveys- ja yhteiskuntatieteissä (Heikkilä 2005, 16; Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2007, 135). Tutkimuksella on aina jokin tarkoitus tai tehtävä. Tarkoitus ohjaa tutkimusstrategisia valintoja. (Hirsjärvi, ym. 2007, 133.)

Tutkimusongelma ratkaisee aina, mitä menetelmää voi käyttää. Mikä tahansa tilastollinen menetelmä (=väline) ei välttämättä sovi käsiteltävään aineistoon. Menetelmän tulee olla mielekäs kyseisen tutkimusongelman ratkaisemiseen. (Heikkilä 2005, 244.) Tutkiminen on valintojen ja päätösten tekoa aina siihen saakka, kun julkaisukanava on valittu ja tutkielma viimeistelty ja jätetty arviointia varten laitokselle. Valinnat ovat lähes aina ongelmallisia. Valinnasta on kyse, kun pohditaan, mitä tulisi tutkia, minkälaista aineistoa tulisi kerätä tai mitä lähestymistapaa tulisi käyttää tutkimuksessa. Kuitenkin valinnat ja päätökset ovat tärkeitä. Jo ennen aineiston keruuta on tehtävä monenlaisia valintoja, kuten fantomin rakenne ja aineistonkeruun eri vaiheet. (Hirsjärvi ym. 2007, 119.)

Tutkimuksemme on kokeellinen tutkimus. Kokeellisissa tutkimuksissa testataan tietyn olettamuksen paikkaansa pitävyys erityisessä koetilanteessa, joko laboratorioolosuhteissa tai todellisessa tilanteessa. Tässä kokeellisessa tutkimuksessa oletamme, että hengitystahdistusjärjestelmä tahdistuu erilaisiin hengityksiin ja että hengitystahdistuksen avulla oletetun sydämen säteilyannosta voidaan vähentää. Laboratorioolosuhteissa tehty koe tehdään hyvin kontrolloiduissa olosuhteissa, jossa selvitetään riippumattoman muuttujan vaikutus. Tavoitteena laboratoriokokeissa on kausaali- eli syy-suhteiden selvittäminen. Tunnusomaista niille on myös se, että käsittely toistetaan useaan kertaan. Laboratoriokokeiden etuina voidaan pitää toistettavuutta ja täsmällisyyttä, manipuloitavuutta ja täydellistä kontrollia. Vastaavasti heikkoutena voidaan pitää sitä, että laboratoriokokeiden yleistettävyys on yleensä melko heikko koeasetelman keino-tekaisuuden takia. (Heikkilä 2005, 21; Soininen 1995, 77.) Emme käytä tutkimukses-

samme oikeita ihmisiä, vaan teemme testit OYS:n sädehoito-osastolla kokeellista tutkimusta varten rakennetulla fantomilla.

4.2 Tutkimusaineiston keruu

Tutkimuksessamme käytämme yliopistollisen sairaalan sädehoito-osaston elvytysnukkeen rakennettua fantomia, jolla voidaan simuloida hengitystä. Sillä voidaan simuloida myös eripituisia hengityssyklejä sekä hengityksenpidätyksiä. Seitsemän säteilyä mittaavaa dosimetria asetettiin teipin päälle sentin välein. Teippi ja dosimetrit sijoitettiin fantomin oletetun sydämen kohdalle siten, että keskimäinen dosimetri aseteltiin haulin kohdalle. Hauli oli merkinä oletetun sydämen keskikohdasta. Jokaista hoitoa varten tarvittiin seitsemän dosimetria teipille aseteltuna. Dosimetrien lukemiseen käytettiin Asahi Techno Glass Corporationin kehittämää Dose Ace FGD-1000 mittauslaitteistoa sekä laitteistoon kuuluvia GD-352M dosimetrejä. Oulun yliopistollinen sairaala on Suomessa ainoa paikka, johon radiofotoluminenssiin perustuva säteilyannosten mittauslaitteisto on hankittu. Radiofotoluminenssidosimetriä (RPDL) kehittämisessä on huomioitu dosimetrin pieni koko, koska se ei saa häiritä röntgenkuvan tulkintaa tai vaimentaa sädehoidon tehoa. Erot lasidosimetrien välillä ovat pienet, koska ne valmistetaan suurissa erissä teollisesti. Laaja annosmittausalue, annoksen säilyminen dosimetrin luennan yhteydessä, annoksen pieni häviämä (fading) dosimetria säilytettäessä sekä annoslineaarisuus ja mahdollisimman pieni energiariippuvuus ovat olleet tärkeitä kehityskohteita. (Manninen 2008, 8.)

Radiofotoluminenssidosimetri on amorfisesta lasista valmistettu ilmaisimena. RPDL:ssä annos ei häviä luennan ja säilytyksen aikana. RPDL:tä säteilytettäessä syntyy pysyviä luminenssikeskuksia eli metastabiileja loukkuja, jotka herätteestä riippuen kykenevät absorboimaan ja vapauttamaan energiaa. GD-352M-lasielementtien pieni koko 1,5mm x 12mm antaa mahdollisuuden suoraan annosmittaukseen, samoin ilmaisimen laaja annosalue 10 µGy – 10 Gy. Mittaustarkkuus RPDL:lla on $\pm 2 - \pm 5 \%$. (Manninen 2008, 9.)

FDG-1000-laitteen pulssimainen UV-laserheräte saa aikaan valon emission lasista. Laitteen valmistajan toimesta pulssitaajuus on asetettu 20 pulssia/s. UV-heräte kestää lyhy-

en hetken ja fluoresenssi emittoituu vain niin kauan kuin heräte kestää. Annos ei häviä dosimetrin toistuvan perättäisen luennan yhteydessä. Dosimetrit asetellaan lukemista varten tarjottimelle, kerrallaan 1-20 kappaletta. Yhden dosimetrin mittausta voidaan säätää tapahtumaan 1-10 kertaa. Jos mittausta tapahtuu yli 5 kertaa, laite laskee keskihajonnan ja variaatiokertoimen prosentteina. Laite laskee automaattisesti absorboituneen annoksen, jonka yksikkö on Gy tai Sv. Yhden dosimetrin luenta kestää 6 sekuntia, laitteen valmistajan ohjeen mukaan. (Manninen 2008, 38.)

Dosimetrit tyhjätettiin TLD-uunissa 400 °C ennen säteilytystä. Tämän jälkeen dosimetrit asetettiin suojakuoriin joiden koko on 3mm x 12mm. Dosimetrit lämmitettiin säteilytyksen jälkeen ennen mittausta TLD-uunissa siihen tarkoitettulla tarjottimella. Esilämmitys tehtiin 70°C 30-60 min. (ks. Manninen 2008, 50-51.)

Tutkimuksemme tarkoitus on mitata, minkä suuruinen on oletetun sydämen absorboitunut säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta fantomilla. Otamme tutkimukseen kaksi erilaista hengitystä, joista tarkastelemme, minkä suuruinen säteilyannos osuu oletettuun sydämeen erilaisissa hengitystilanteissa. Hengitystilanteet ovat tasainen hengitysrytmi syvällä sisäänhengityksellä ja tasainen hengitysrytmi pinnallisella hengityksellä. Oletettuun kasvaimeen kohdistuva säteilyannos on vakioitu riippumatta hengitysvaiheesta. Syvän sisäänhengityksen toteutimme laittamalla hapen virtausnopeudeksi 5 litraa / minuutti. Pinnallisen hengityksen toteutimme laittamalla hapen virtausnopeudeksi 3 litraa / minuutti. Molemmissa hengitystapauksissa annamme neljä erilaista hoitoa:

Hoito 1. Hoidetaan sisäänhengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla.

Hoito 2. Hoidetaan uloshengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla.

Hoito 3. Hoidetaan uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen suunnitelmalla.

Hoito 4. Hoidetaan tahdistamattomana.

Tutkimuksemme riippuva muuttuja on sydämen saama säteilyannos. Riippumattomia muuttujia ovat erilaiset hengitystilanteet sekä erilaiset hoidot.

Haimme lupaa tutkimukselle Oulun yliopistollisen sairaalan Aistinelinten ja syöpäsairauksien tulosyksikön ylilääkäri Taina Turpeenniemi-Hujaselta marraskuussa 2010. Tutkimuslupan saimme saman kuukauden aikana. Aineisto kerättiin joulukuussa 2010.

Tutkimus tehtiin OYS:n sädehoito-osaston hoitokoneella kolme, jossa lineaarikiihdytimenä on Varian clinac iX. OYS:n sädehoito-osastolla on käytössä RPM-hengitystahdistusjärjestelmä (Real-Time Position Monitor). Fantom (Kuva 1) on elvytysnukke, jolla erilaisia hengityksiä voidaan simuloida tietokoneen avulla. Nukkeen kytketään hoituhuoneen seinästä happiletku. Nukkeen menevän hapen määrää säädelään releohjatuilla venttiileillä tietokoneen avulla. Sisäänhengityksessä sisääntuloventtiili avautuu ja sulkeutuu, uloshengityksessä ulostuloventtiili avautuu ja sulkeutuu. Tietokoneohjelman avulla voidaan muuttaa releiden viivettä niin, että saadaan erilaisia hengitysrytmejä. Seinän happea säätämällä saadaan pinnallista tai voimakkaampaa hengitystä.



KUVA 1: Fantom-nukke

Fantomille annetaan ei-tahdistettu sädehoito normaalilla hengityksellä, josta tarkastellaan sydämen saama säteilyannos. Tämän jälkeen annetaan tahdistetut sädehoidot, joista saatuja sydämen säteilyannoksia vertaillaan ei-tahdistetussa hoidossa saatuun annokseen.

Ensin annossuunnittelun TT:llä fantomille tehtiin annossuunnitteluajot normaalilla hengityksellä. Tämän jälkeen fyysikko teki fantomille kolme annossuunnitelmaa, joissa määriteltiin hoitokohde, energia, kenttäkoot, gantryn kallistuskulmat, kollimaattorin kulmat, esisiirrot, etäisyydet ihon pinnalle (source-skin distance, SSD) sekä monitoriyyksiköt. Suunnitelmien välillä oli pieniä eroja kenttäkoossa, esisiirroissa, SSD:ssä sekä monitoriyyksiköissä. Molemmille hengityspoikkeamalle teimme kaksi mittausta lisätäksemme luotettavuutta.

Fantom aseteltiin uloshengitysvaiheen lopussa haulipisteiden mukaan, jonka jälkeen teimme siirrot annossuunnitelmien mukaan. Ennen hoidon alkua otimme tarkistuskuvat, joista katsoimme, että kohde on hoitoalueessa. Ensimmäisenä annoimme hoidon sisäänhengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla. Järjestelmä tahdistettiin sisäänhengitysvaiheen loppuvaiheeseen eli hengityssyklin vaiheisiin 90% - 0% - 10%. Toisena annoimme hoidon uloshengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla. Järjestelmä tahdistettiin uloshengitysvaiheen loppuvaiheeseen eli hengityssyklin vaiheisiin 40% - 60%. Kolmantena annoimme hoidon uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen suunnitelmalla ja järjestelmä tahdistettiin samalla tavalla kuin hoidossa kaksi. Viimeisenä annoimme hoidon ei-tahdistettuna. Ohjeen kokoamiseen käytettiin aineistona laitevalmistajan ohjeita.

4.3 Tutkimusaineiston analysointi

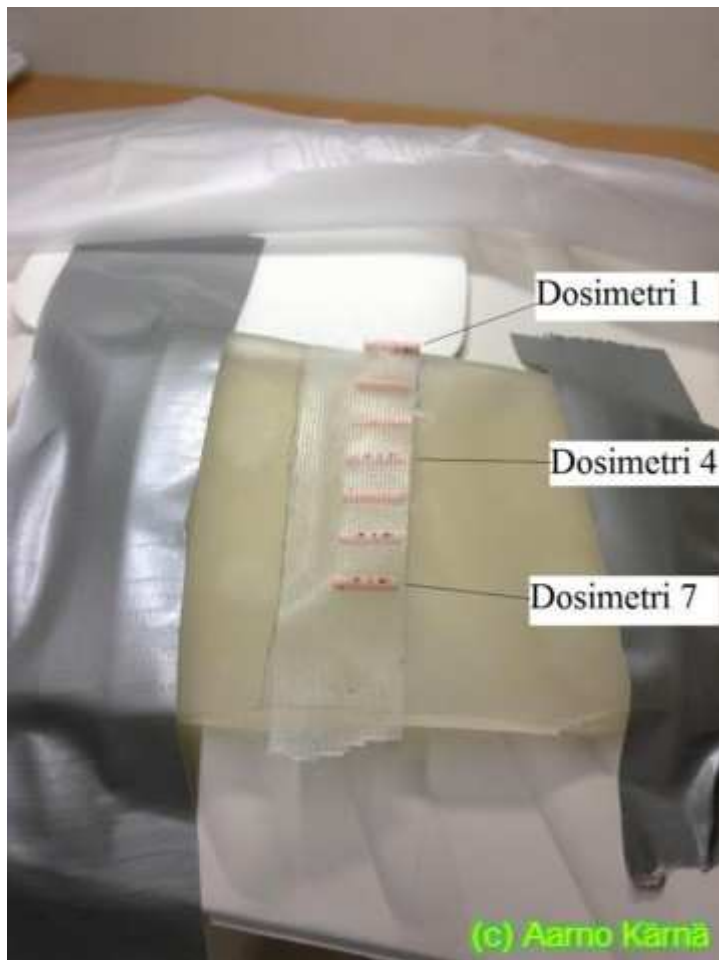
Aineistoa voidaan analysoida monin tavoin. Pääperiaate on, että valitaan sellainen analyysitapa, joka parhaiten tuo vastauksen ongelmaan tai tutkimustehtävään. Selittämiseen pyrkivässä lähestymistavassa käytetään usein tilastollista analyysia ja päätelmien tekoa. (Hirsjärvi ym. 2007, 219.)

Tutkimuksessa avustanut fyysikko Aarno Kärnä luki säteilytetyt dosimetrit Dose Ace FGD-1000 –mittauslaitteistolla ja tallensi raakadatan tietokoneelle. Lukulaite mittasi jokaisen dosimetrin kymmenen kertaa ja antoi mittausten keskiarvon. Aineiston analysoinnin aloitimme muuttamalla mittauksesta saadun raakadatan luettavaan muotoon Microsoft Office Excel 2007 –ohjelman avulla, jolloin pääsimme laskemaan dosimetri- en annoskeskiarvoista sydämen kokonaisannoskeskiarvon. Muodostimme tuloksista tau-

lukoita, joissa tulokset on pyöristetty neljän desimaalin tarkkuuteen, jotta tuloksia olisi helpompi tarkastella.

5 TUTKIMUSTULOKSET

Dosimetrit aseteltiin oletetun sydämen mediaalireunalta lateraalisuuntaisesti siten, että dosimetri numero 1 oli mediaalireunalla, dosimetri 4 sydämen keskellä ja dosimetri 7 lateraalireunalla (Kuva 2). Jokaisen dosimetrin annoskeskiarvo on esitetty taulukoissa. Taulukoissa esitetään lisäksi yhden hoitokerran aikana käytettyjen seitsemän dosimetrin keskiarvo eli sydämen saama annoskeskiarvo. Annoksen yksikkönä on käytetty grayta (Gy), mikä on absorboituneen annoksen mittayksikkö. Se kuvaa ionisoivan säteilyn aiheuttamaa todellista säteilyannosta kohdeaineessa. (Sädeturvaluento, 2005. Hakupäivä 30.12.2010.)



KUVA 2: Dosimetrien asettelu

5.1 Syvän sisäänhengityksen vaikutus oletetun sydämen annokseen tasaisella hengitysrytmillä

Mittaus 1

Hoitojen aikana hengityssyklin pituus vaihteli keskimäärin 6,9 – 7,2 sekunnin välillä. Sisäänhengitysvaihe vaihteli keskimäärin 1,4 – 1,9 sekunnin välillä, uloshengitysvaihe vaihteli keskimäärin 5,3 – 5,6 sekunnin välillä. Hengitysliike vaihteli 2,0 – 2,4 millimetrim välillä. Jokaisessa hoidossa pienimmät annokset mitattiin oletetun sydämen mediaalireunalta eli dosimetreillä 1. Hoidoissa 1 ja 2 suurimmat annokset mitattiin dosimetreillä viisi, jotka sijoitettiin sentin etäisyydelle oletetun sydämen keskikohdasta lateraalisesti. Hoidossa 3 suurimmat annokset mitattiin dosimetreillä 3 ja 5, jotka oli sijoitettu sentin etäisyydelle keskikohdasta molemmin puolin. Hoidossa 4 suurin absorboitunut säteilyannos mitattiin dosimetrille 4, joka oli oletetun sydämen keskikohdassa. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 2 säteilyannos on pienimmillään (0,439 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa pienin. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 3 säteilyannos on suurimmillaan (1,961 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa suurin. (Taulukko 1.)

TAULUKKO 1: Syvän sisäänhengityksen annokset ensimmäisellä mittauksella

	Hoito 1	Hoito 2	Hoito 3	Hoito 4
Dosimetri 1	0,280 Gy	0,213 Gy	1,529 Gy	1,522 Gy
Dosimetri 2	0,442 Gy	0,340 Gy	2,093 Gy	1,992 Gy
Dosimetri 3	0,548 Gy	0,440 Gy	2,105 Gy	1,990 Gy
Dosimetri 4	0,528 Gy	0,524 Gy	1,956 Gy	2,061 Gy
Dosimetri 5	0,553 Gy	0,541 Gy	2,105 Gy	1,968 Gy
Dosimetri 6	0,538 Gy	0,506 Gy	2,062 Gy	1,935 Gy
Dosimetri 7	0,527 Gy	0,511 Gy	1,876 Gy	1,615 Gy
Keskiarvo	0,488 Gy	0,439 Gy	1,961 Gy	1,869 Gy

Mittaus 2

Hoitojen aikana hengityssyklin pituus oli keskimäärin 7,1 sekuntia. Sisäänhengitysvaihe vaihteli keskimäärin 1,7 – 1,9 sekunnin välillä, uloshengitysvaihe vaihteli keskimäärin 5,2 – 5,4 sekunnin välillä. Hengitysliike vaihteli 1,4 – 1,8 millimetrin välillä. Jokaisessa hoidossa pienimmät annokset mitattiin oletetun sydämen mediaalireunalta eli dosimetreillä 1. Hoidoissa 1, 2 ja 4 suurimmat annokset mitattiin oletetun sydämen keskikohdassa eli dosimetreillä 4. Hoidossa 3 suurin absorboitunut säteilyannos mitattiin sentin päässä sydämen mediaalireunasta eli dosimetrillä 2. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidoissa 1 ja 2 säteilyannos on pienimmillään (0,488 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on näissä hoitomuodoissa pieni. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 3 säteilyannos on suurimmillaan (1,991 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa suurin. (Taulukko 2.)

TAULUKKO 2: Syvän sisäänhengityksen annokset toisella mittauksella

	Hoito 1	Hoito 2	Hoito 3	Hoito 4
Dosimetri 1	0,347 Gy	0,256 Gy	1,511 Gy	1,005 Gy
Dosimetri 2	0,470 Gy	0,396 Gy	2,143 Gy	1,774 Gy
Dosimetri 3	0,491 Gy	0,507 Gy	2,123 Gy	1,874 Gy
Dosimetri 4	0,531 Gy	0,585 Gy	2,018 Gy	2,026 Gy
Dosimetri 5	0,525 Gy	0,545 Gy	2,103 Gy	1,869 Gy
Dosimetri 6	0,529 Gy	0,573 Gy	2,100 Gy	1,802 Gy
Dosimetri 7	0,522 Gy	0,557 Gy	1,939 Gy	1,572 Gy
Keskiarvo	0,488 Gy	0,488 Gy	1,991 Gy	1,703 Gy

5.2 Pinnallisen hengityksen vaikutus oletetun sydämen annokseen ta- saisella hengitysrytmillä

Mittaus 1

Hoitojen aikana hengityssyklin pituus vaihteli keskimäärin 6,9 – 7,8 sekunnin välillä. Sisäänhengitysvaihe vaihteli keskimäärin 2,1 – 2,3 sekunnin välillä, uloshengitysvaihe

vaihteli keskimäärin 4,3 – 5,4 sekunnin välillä. Hengitysliike vaihteli 0,3 – 1,5 millimet-rin välillä. Jokaisessa hoidossa pienimmät annokset mitattiin oletetun sydämen mediaa-lireunalta eli dosimetreillä 1. Hoidossa 1 suurin absorboitunut säteilyannos mitattiin sentin päässä sydämen lateraalireunasta eli dosimetrillä 6. Hoidoissa 2 ja 4 suurimmat annokset mitattiin sydämen keskikohdassa eli dosimetreillä 4. Hoidossa 3 suurin sätei-lyannos mitattiin sentin päässä lateraalisesti sydämen keskikohdasta eli dosimetrillä 5. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 1 säteilyannos on pienimmillään (0,453 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa pienin. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 3 säteilyannos on suurimmillaan (1,885 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa suurin. (Taulukko 3.)

TAULUKKO 3: Pinnallisen hengityksen annokset ensimmäisellä mittauksella

	Hoito 1	Hoito 2	Hoito 3	Hoito 4
Dosimetri 1	0,256 Gy	0,230 Gy	0,728 Gy	1,341 Gy
Dosimetri 2	0,366 Gy	0,396 Gy	2,089 Gy	1,960 Gy
Dosimetri 3	0,485 Gy	0,499 Gy	2,114 Gy	2,002 Gy
Dosimetri 4	0,492 Gy	0,588 Gy	2,073 Gy	2,088 Gy
Dosimetri 5	0,505 Gy	0,569 Gy	2,127 Gy	1,942 Gy
Dosimetri 6	0,554 Gy	0,563 Gy	2,114 Gy	1,896 Gy
Dosimetri 7	0,511 Gy	0,562 Gy	1,948 Gy	1,616 Gy
Keskiarvo	0,453 Gy	0,486 Gy	1,885 Gy	1,835 Gy

Mittaus 2

Hoitojen aikana hengityssyklin pituus vaihteli keskimäärin 5,5 – 7,2 sekunnin välillä. Sisäänhengitysvaihe vaihteli keskimäärin 1,8 – 2,0 sekunnin välillä, uloshengitysvaihe vaihteli keskimäärin 3,8 – 5,2 sekunnin välillä. Hengitysliike vaihteli 0,3 – 0,7 millimet-rin välillä. Jokaisessa hoidossa pienimmät annokset mitattiin oletetun sydämen mediaa-lireunalta eli dosimetreillä 1. Hoidossa 1 suurin absorboitunut säteilyannos mitattiin sentin päässä sydämen lateraalireunasta eli dosimetrillä 6. Hoidossa 2 suurin säteilyan-

nos mitattiin lateraalisesti sentin päässä sydämen keskikohdasta eli dosimetrillä 5. Hoidossa 3 suurin säteilyannos mitattiin mediaalisesti sentin päässä sydämen keskikohdasta eli dosimetrillä 3. Hoidossa 4 suurin säteilyannos mitattiin sydämen keskikohdassa eli dosimetrillä 4. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 2 säteilyannos on pienimmillään (0,447 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa pienin. Dosimetrien keskiarvojen perusteella hoidossa 3 säteilyannos on suurimmillaan (1,941 Gy), joten sydämen saama säteilyannos on tässä hoitomuodossa suurin. (Taulukko 4.)

TAULUKKO 4: Pinnallisen hengityksen annokset toisella mittauksella

	Hoito 1	Hoito 2	Hoito 3	Hoito 4
Dosimetri 1	0,282 Gy	0,230 Gy	1,566 Gy	1,325 Gy
Dosimetri 2	0,400 Gy	0,365 Gy	2,064 Gy	1,899 Gy
Dosimetri 3	0,454 Gy	0,447 Gy	2,081 Gy	1,994 Gy
Dosimetri 4	0,522 Gy	0,533 Gy	2,029 Gy	2,077 Gy
Dosimetri 5	0,513 Gy	0,535 Gy	2,060 Gy	1,950 Gy
Dosimetri 6	0,544 Gy	0,516 Gy	2,011 Gy	1,897 Gy
Dosimetri 7	0,528 Gy	0,505 Gy	1,776 Gy	1,657 Gy
Keskiarvo	0,463 Gy	0,447 Gy	1,941 Gy	1,828 Gy

6 POHDINTA

6.1 Tutkimustulosten tarkastelu

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla, minkä suuruinen on fantomin oletetun sydämen absorboitunut säteilyannos käytettäessä hengitystahdistusta. Tutkimuksen tavoitteena on kehittää hengitystahdistettuja sädehoitoja potilaskäyttöä varten.

Sydämen säteilyannos annettaessa hoito sisäänhengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla.

Kummallekin hengitykselle, sekä syvälle että pinnalliselle, teimme kaksi mittausta. Syvän hengityksen aikana tehdyt mittaukset eivät juuri eroa toisistaan. Pinnallisen hengityksen aikana tehdyissä mittauksissa on pientä eroavaisuutta (0,01 grayta). Sydämen annosvähennyksiin päästään syvän sisäänhengityksen avulla. Lisäksi hengitystekniikoilla voidaan olennaisesti säästää keuhkojen tervettä kudosta. Huolimatta näiden teknikoiden hyvästä noudattamisesta, ongelmat hengityksenpidätysten tason toistettavuudesta ja varmentamisesta, kuten myös potilaan yhteistyökyvystä, voivat rajoittaa tekniikoiden toteutettavuutta. (Korreman ym. 2005, 312.) Sisäänhengitykseen tahdistetut hoidot vähentävät normaalille kudokselle aiheutuvien komplikaatioiden todennäköisyyksien suuruutta keuhkojen ja sydämen alueella (Korreman ym. 2006, 1377-1378).

Sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa sisäänhengitysvaiheen suunnitelmalla.

Kummallekin hengitykselle, sekä syvälle että pinnalliselle, teimme kaksi mittausta. Syvän hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,049 grayta. Pinnallisen hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,039 grayta.

Sydämen säteilyannos annettaessa hoito uloshengitysvaiheessa uloshengitysvaiheen suunnitelmalla.

Kummallekin hengitykselle, sekä syvälle että pinnalliselle, teimme kaksi mittausta. Syvän hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,03 grayta. Pinnallisen hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,056 grayta. Keuhkot ovat tiheimmillään uloshengityksessä, jolloin kasvaimen sijainti on vakaampi ja jäljelle jäävä kasvaimen liike on pienempi. Sisäänhengityksessä keuhkot laajenevat ja terveen kudoksen tiheys vähenee. Vaikkakin sisäänhengittäessä keuhkojen terveen kudoksen saama säteilyannos on pienempi, potilaat, joilla on heikentynyt hengitysfunktio, eivät välttämättä pysty pidättämään hengitystä. (Saito ym. 2009, 430.)

Sydämen säteilyannos annettaessa hoito ei-tahdistettuna.

Kummallekin hengitykselle, sekä syvälle että pinnalliselle, teimme kaksi mittausta. Syvän hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,166 grayta. Pinnallisen hengityksen aikana tehdyillä mittauksilla on eroa 0,007.

Hengityksen mukauttamistekniikoiden avulla voidaan vähentää sydämen ja keuhkojen saamaa säteilyvolyyymia hyödyntämällä keuhkojen täyttyminen ilmalla, jolloin voidaan vähentää keuhkokudoksen määrää säteilykentässä ja tilallisesti erottaa sydän kohteesta. (Korreman ym. 2006, 257.) Syvän sisäänhengityksen aikana tapahtuva säteilytys vähentää sydämen saamaa säteilyvolyyymia vasemmanpuoleisissa rintasyöpätapauksissa. Sisäänhengityksen tahdistuksella on kaksi etua; ensiksi, elimen liikettä voidaan kontrolloida ja tätä kautta mahdollisesti minimoida sisäistä rajaa (internal margin, IM); toiseksi, kohde ja riskielimet (organs at risk, OAR) voidaan tilallisesti erottaa keuhkojen täyttymisen avulla ja tätä kautta jättää riskielimet korkea-annosalueen ulkopuolelle. Keuhkovolyymien vähennykset korkea-annosalueella voidaan saavuttaa kontrolloidulla hengityksenpidätystekniikalla. (Pedersen ym. 2004, 53-54.)

Sisäänhengityksen hengityksenpidätystekniikka hengitykseen mukautetussa rintasyövän sädehoidossa on toteuttamiskelpoinen ja tuottaa erinomaiset annostulokset kaikille riskielimille kuin myös kohdevolyymille. On huomionarvoista, että huomattava määrä sydämen saamasta annosvähennyksestä sijoittuu anatomisesti sydämen etupuolelle, jossa

vasen sepelvaltimo sijaitsee. Annosvähennys edesauttaa iskemiasairauksien vähentämistä sydämen alueella. Syvä sisäänhengitys maksimoi rintakehän seinämän ja sydämen välistä matkaa, mahdollistaen riittävän rinnan hoidon samalla kun minimoidaan sydämen säteilyvolyyymi. Ongelmana ovat esimerkiksi ylipainoiset potilaat, joilla vaaditaan korkeaenergisempää säteilyä tavoiteltavaan annokseen pääsemiseksi, mikä mahdollisesti tuottaa korkeammat annokset keuhkoille ja sydämelle. (Pedersen ym. 2004, 59; Korreman ym. 2006, 1378; Sixel ym. 2001, 200; Korreman ym. 2005, 317.)

Liitännäissädehoitojen tulisi tähdätä korkea-annoksisten sydämen ja keuhkojen sädehoidon vähentämiseen. Tulokset osoittavat selvästi, että sisäänhengitystekniikat ovat annossäästömielessä ylivoimaisempia tekniikoihin verrattuna, joissa ei käytetä hengityksentahdistusta. Tämä johtuu siitä, että hengitystekniikoiden avulla voidaan lisätä kohteen ja sydämen välimatkaa sekä vähentää keuhkojen tiiviyyttä. Uloshengitystekniikat eivät tuota samanlaisia tuloksia, vaikkakin kohteen liikkuvuus ja tämän seurauksena hoitosuunnitelman marginaalit ovat pienempiä verrattuna sisäänhengitystekniikoihin. Tästä voi päätellä, että eri hengitysvaiheiden vaikutukset ovat suuria. (Korreman ym. 2005, 316.)

Yllättäviä tuloksia tuottivat pinnallisen hengityksen mittaustulokset, joissa absorboitunut säteilyannos oli paikoin pienempi kuin syvässä hengityksessä. Tulokset selittynevät siten, että hengitysohjelman käynnistämisen jälkeen hengityssyklin kesto oli lyhyt, jonka aikana asettelukuvat otettiin. Kuvissa näkyi referenssikuviiin verrattuna siirtymiä yhdestä kahteen millimetriin, joita ei tehty. Kun hoito aloitettiin, hengityssyklin kesto piteni ohjelmassa määritettyyn pituuteen, joka oli noin 7,0 sekuntia. Annettaessa hoitoa pinnallisella hengityksellä osa hoidosta meni mahdollisesti ohi kohteesta, johon saattoi vaikuttaa myös se, että suunnitelmia ei ollut tehty pinnalliselle hengitykselle. Lisäksi siirron säteilyn määrä oli mahdollisesti pienempi. Annokset, jotka mitattiin annettaessa hoito sisäänhengityssuunnitelmalla uloshengitysvaiheessa, ovat myös paikoin pienempiä kuin annokset, jotka mitattiin sisäänhengityssuunnitelmalla sisäänhengitysvaiheessa. Tulokset selittynevät samalla tavalla kuin pinnallisen hengityksen tuottamat tulokset. Tuloksista ilmenee kuitenkin selvästi se, että käytettäessä hengitystahdistusta sisäänhengityksessä sydämen säteilyannos on huomattavasti pienempi kuin säteilyannokset, jotka mitattiin tahdistettuna uloshengitykseen sekä annettaessa ei-tahdistettua hoitoa.

6.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Luotettavuus

Reliabiliteetilla tarkoitetaan tulosten tarkkuutta. Tutkimuksen tulokset eivät saa olla satumanvaraisia. Luotettavalta tutkimukselta vaaditaan sen toistettavuus samanlaisin tuloksin. Tieteellisiä tuloksia ei pidä yleistää niiden pätevyysalueen ulkopuolelle. Yhteiskunnan monimuotoisuudesta ja vaihtelevuudesta johtuen yhden tutkimuksen tulokset eivät välttämättä päde toisena aikana tai toisessa yhteiskunnassa. Tutkijan on oltava koko tutkimuksen ajan tarkka ja kriittinen. Virheitä voi sattua tietoja kerätessä, syötettäessä, käsiteltäessä ja tuloksia tulkittaessa. (Heikkilä 2005, 30.)

Tutkimuksessa käytetyt menetelmät on kuvailtava ja selitettävä niin huolellisesti, että lukija pystyy arvioimaan menetelmien ja siis myös niiden avulla saatujen aineistojen asianmukaisuutta ja edustavuutta sekä tulosten luotettavuutta (Hirsjärvi ym. 2007, 255). Tutkimuksen tulee mitata sitä, mitä oli tarkoituskin selvittää. Jos tutkija ei ole asettanut täsmällisiä tavoitteita tutkimukselleen, hän tutkii helposti väärä asioita. Validius tarkoittaa karkeasti ottaen systemaattisen virheen puuttumista. Validilla mittarilla suoritettut mittaukset ovat keskimäärin oikeita. Jos mitattavia käsitteitä ja muuttujia ei ole tarkoin määritelty, eivät mittaustuloksetkaan ole voi olla valideja. Validiutta on hankala tarkastella jälkikäteen. Se on varmistettava etukäteen huolellisella suunnittelulla ja tarkoin harkitulla tiedonkeruulla. (Heikkilä 2005, 29.)

Fantomin oletetun sydämen paikka ei vastaa täydellisesti sydämen oikeaa anatomista paikkaa. Fantomin hengitystä säädellään tietokoneohjelmalla. Ohjelman käynnistymisen jälkeen hengityssyklin pituus oli lyhyehkö, josta se kuitenkin piteni ja vakiintui noin 7,0 sekuntiin. Annettaessa hengitystahdistettua sädehoitoa RPM-järjestelmä vertasi fantomin hengityssykliä edelliseen hengityssykliin. Jos nämä syklit poikkesivat toisistaan, järjestelmä tulkitsi sen epäsäännölliseksi hengitykseksi ja hoitoa ei annettu. Järjestelmän ohjelma ilmoitti epäsäännöllisyyden punaisella viivalla RPM-näytön referenssihengityksessä.

Pyrimme turvaamaan tutkimuksen reliabiliteetin kahdella mittauksella kumpaakin hengitystä kohden. Tutkimuksellamme on täsmällinen tavoite, eli mitata oletetun sydämen saama säteilyannos kahdella eri hengityksellä. Muuttujat tutkimukselle on määritetty. Tutkimuksen luotettavuuteen saattoi vaikuttaa hengityssyklin keston vaihtelut, mutta niinhän oikeissa tilanteissakin vaihtelut ovat mahdollisia. Luotettavuuteen saattoi vaikuttaa lisäksi ohjelman konemainen hengitys sekä erittäin syvät sisäänhengitykset, joiden toistot voivat olla haastavia ihmisille. Kimmo Koivusaari sekä sädehoito-osaston hoitaja Anne Viitala kokeilivat, kuinka ohjelma tahdistuu ihmisen hengitykseen. Koivusaari hengitti normaalilla tavallaan eli vatsalla. Hengityssyklin kesto oli keskimäärin 4,2 sekuntia, josta sisäänhengityksen kesto oli 2,0 sekuntia ja uloshengityksen kesto 2,2 sekuntia. Järjestelmän havaitsema hengitysliike vaihteli 0,8 – 1,3 millimetrin välillä. Viitalan hengitysliike tapahtui rintakehällä, vatsaa sisään vetäen. Hengitys oli hyvin tasaista. Hengityssyklin pituus oli 6,6 sekuntia, josta sisäänhengityksen kesto oli 3,1 sekuntia ja uloshengityksen kesto 3,5 sekuntia. Järjestelmän havaitsema hengitysliike oli keskimäärin 1,6 millimetriä.

Eettisyys

Tutkimuksentekoon liittyy monia eettisiä kysymyksiä, jotka tutkijan on otettava huomioon. Tiedon hankintaan ja julkistamiseen liittyvät tutkimuseettiset periaatteet ovat yleisesti hyväksytyjä. Periaatteiden tunteminen ja niiden mukaan toimiminen on jokaisen yksittäisen tutkijan vastuulla. Eettisesti hyvä tutkimus edellyttää, että tutkimuksenteossa noudatetaan hyvää tieteellistä käytäntöä. (Hirsjärvi ym. 2007, 23.)

Erityisesti tiedonhankintatavat ja koejärjestelyt aiheuttavat ihmistieteissä eettisiä ongelmia. Epärehellisyyttä on vältettävä tutkimustyön kaikissa vaiheissa. Eettisiin kysymyksiin kuuluvat myös monet aineistonhankinnan juridiikkaan ja aineistojen anonymisointiin ja arkistointiin liittyvät seikat. Myös Internetin käyttö tutkimuksen aineistona tuo esiin uusia eettisiä kysymyksiä. (Hirsjärvi ym. 2007, 25-27.)

Tutkimuksessamme emme käyttäneet ihmisiä, vaan sädehoito-osaston fantomia, joten suostumuksen tutkimukseen tarvitsemme vain sädehoito-osastolta. Säteilysuojelua ei tarvinnut toteuttaa potilaan osalta, koska tutkimustilanteessa säteily ei kohdistunut oikeaan ihmiseen. Tutkijoina tiedostimme sen, että tämän kokeellisen tutkimuksen avulla

pyritään potilaan säteilyannoksen optimointiin siten, että tulevaisuudessa potilashoidoissa päästäisiin mahdollisimman pieniin annoksiin. Tutkimusetiikka korostui myös huolellisessa aineistonkeruussa ja tiedonhankinnassa.

6.3 Omat oppimiskokemukset

Tutkimuksen aloittaminen oli hankalaa, koska kumpikaan ei oikein tiennyt, mistä ja miten tutkimus aloitettaisiin. Hengitystahdistus oli uusi asia ja tietoa löytyi vain englanniksi. Käännöstyö oli hankalaa ammattisanaston ja vaikeiden kielirakenteiden takia. Koetilanteen luominen meni osittain uusiksi, koska tietokoneohjelma ei toiminutkaan toivotulla tavalla. Haasteita toi lisäksi sopivan aikavälin löytäminen, jolloin mittauksia pääsi osastolle tekemään. Joustavan ja miellyttävän henkilökunnan ansiosta mittauksille löytyi lopulta sopivat aikavälit. Lisäksi haasteita toi tehtävien jako sekä toisen työparin passiivisuus, joten suurin osa opinnäytetyön teosta kasautui toisen harteille.

Opimme käyttämään erilaisia tietokantoja. Lisäksi englannin kielitaito on kehittynyt teorian tiedon lukemisen ja kääntämisen ansiosta. Syvensimme osaamistamme annosuunnittelun ja sädehoidon osalta ja opimme hengitystahdistetun sädehoidon pääperiaatteet. Oli mielenkiintoista nähdä konkreettisesti annostuloksia. Olemme oppineet prosessikirjoitusta sekä kirjoittamaan asiatekstiä ja aikatauluttamaan työtämme. Yhteistyötaho koostui moniammatillisesta tiimistä, jossa oli mukana röntgenhoitaja (AMK) Anne Viitala sekä fyysikot Aarno Kärnä, Pertti Henttu ja Vesa-Pekka Heikkilä, joten yhteistyötaidot kehittyivät. Tätä taitoa voi soveltaa tulevaisuudessa omaa ammattia toteuttaessa, jolloin täytyy toimia yhteistyössä eri alojen ammattilaisten kanssa.

6.4 Johtopäätökset

Kokeellisessa tutkimuksessamme saadut mittaustulokset vahvistavat, että OYS:n sädehoito-osaston hengitystahdistusjärjestelmä toimii odotetulla tavalla. Tulosten perusteella sydämen säteilyannosta voidaan pienentää käyttämällä hengitystahdistusta sisäänhengitysvaiheessa. Lisäksi kokoamamme ohjeistus (liite 1) hengitystahdistettuun sädehoitoon on toteutettavissa. Jatkotutkimusaiheina esitämme tämä tutkimuksen yhteydessä kootun

ohjeistuksen testaamista ja sädehoidon osuvuuden mittaamista varsinaisten potilashoitosten alettua Oulun yliopistollisessa sairaalassa.

LÄHTEET

Bartling, S., Kuntz, J. & Semmler, W. 2010. Gating in small-animal cardio-thoracic CT. *Methods* 50, 42-49.

Bettinardi, V., Picchio, M., Di Muzio, N., Gianolli, L., Gilardi, M. & Messa, C. 2010. Detection and compensation of organ/lesion motion using 4D-PET/CT respiratory gated acquisition techniques. *Radiotherapy and Oncology* 96, 311-316.

Giraud, P., Yorke, E., Ford, E., Wagman, R., Mageras, G., Amols, H., Ling C. & Rosenzweig, K. 2006. Reduction of organ motion in lung tumors with respiratory gating. *Lung Cancer* 51, 41-51.

Heikkilä, T. 2005. Tilastollinen tutkimus. Edita Prima Oy, Helsinki.

Hirsjärvi, S. Remes, P. & Sajavaara, P. 2007. Tutki ja kirjoita. Otavan kirjapaino Oy, Keuruu.

Hugo, G., Vargas, C., Liang, J., Kestin, L., Wong J. & Yan D. 2006. Changes in the respiratory pattern during radiotherapy for cancer in the lung. *Radiotherapy and Oncology* 78, 326-331.

Korreman, S., Pedersen, A., Notttrup, T., Specht, L. & Nyström, H. 2005. Breathing adapted radiotherapy for breast cancer: Comparison of free breathing gating with the breath-hold technique. *Radiotherapy and Oncology* 76, 311-318.

Korreman, S., Pedersen, A., Aarup, L., Notttrup, T., Specht, L. & Nyström, H. 2006. Reduction of cardiac and pulmonary complication probabilities after breathing adapted radiotherapy for breast cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 65, No. 5, 1375-1380.

Korreman, S., Pedersen, A., Josipovic, M., Aarup, L., Juhler-Notttrup, T., Specht, L. & Nyström, H. 2006. Cardiac and pulmonary complication probabilities for breast cancer

patients after routine end-inspiration gated radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* 80, 257-262.

Kouri, M. & Kangasmäki, A. 2009. Moderni sädehoito.

Manninen, A. 2008. Radiofotoluminenssidosisimetrien soveltuvuus lääketieteellisten säteilyannosten mittaukseen. Pro Gradu –tutkielma.

Mayo Clinic Radiation Oncologists Use Respiratory Gating Technology To Target Tumors. 2004. ScienceDaily. Hakupäivä 10.3.2010

<http://www.sciencedaily.com/releases/2004/11/041123163459.htm>

Nishioka, S., Nishioka, T., Kawahara, M., Tanaka, S., Hiromura, T., Tomita K. & Shirato H. 2008. Exhale fluctuation in respiratory-gated radiotherapy of the lung: A pitfall of respiratory gating shown in a synchronized internal/external marker recording study. *Radiotherapy and Oncology* 86, 69-76.

Ozhasoglu, C. & Murphy, M. 2002. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol 52, No 5, 1389-1399.

Pedersen, A., Korreman, S., Nyström, H. & Specht, L. 2004. Breathing adapted radiotherapy of breast cancer: reduction of cardiac and pulmonary doses using voluntary inspiration breath-hold. *Radiotherapy and Oncology* 72, 53-60.

Respiratory Gating. 2010. St. Vincent's Comprehensive Cancer Center. Hakupäivä 10.3.2010

http://www.svccc.org/services/treatment_options_external.php

Saito, T., Sakamoto, T. & Oya, N. 2009. Comparison of gating around end-expiration and end-inspiration in radiotherapy for lung cancer. *Radiotherapy and Oncology* 93, 430-435.

Sanasto (A-E). 2004. STUK. Hakupäivä 27.12.2010
(http://www.stuk.fi/sateilytietoa/sanasto/fi_FI/sanasto1/)

Sanasto (P-S). 2005. STUK. Hakupäivä 27.12.2010
http://www.stuk.fi/sateilytietoa/sanasto/fi_FI/sanasto4/

Schallenkamp, J., Miller, R., Brinkmann, D., Foote, T. & Garces, Y. 2007. Incidence of radiation pneumonitis after thoracic irradiation: dose-volume correlates. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 67, No. 2, 410-416.

Sixel, K. Aznar, M. & Ung, Y. 2001. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 49, No. 1, 199-204.

Soininen, M. 1995. Tieteellisen tutkimuksen perusteet. Painosalama Oy, Turku.

Spoelstra, F., van Sörnsen de Koste, J., Cuijpers, J., Lagerwaard, F., Slotman, B. & Senan, S. 2008. Analysis of reproducibility of respiration-triggered gated radiotherapy for lung tumors. *Radiotherapy and Oncology* 87, 59-64.

Sädeturvaluento. 2005. Suomen radiologiyhdistys. Hakupäivä 30.12.2010
<http://www.sry.fi/index.php?44>

Tsunashima, Y., Sakae, T., Shioyama, Y., Kagei, K., Terunuma, T., Nohtomi, A. & Akine, Y. 2004. Correlation between the respiratory waveform measured using a respiratory sensor and 3D tumor motion in gated radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 60, No. 3, 951-958.

Valve, J. 2003. Sädehoidon TT-simulaattori. Menetelmä, laadunvalvonta ja tarkkuus. Lisensiaattitutkielma.

Vanhanen, A. 2008. Sädehoidon annossuunnitelmien säteilybiologinen vertailu. Pro Gradu –tutkielma.

Varian Medical System, Reference guide: RPM Respiratory Gating system, Version 1.7, 2007.